

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

---



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 101 20 083.8

**Anmeldetag:** 17. April 2001

**Anmelder/Inhaber:** NMI Naturwissenschaftliches und Medizinisches  
Institut an der Universität Tübingen, Reutlingen/DE

**Bezeichnung:** Messelektrodenpaar, Biosensor mit einem solchen  
Messelektrodenpaar und Verfahren zur Herstellung

**IPC:** G 01 N 27/327

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-  
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 02. Mai 2002  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, likely belonging to the President of the German Patent and Trademark Office.

Weinmayr

**Witte, Weller & Partner**  
**Patentanwälte**

Rotebühlstraße 121 . D-70178 Stuttgart

Anmelder:

NMI Naturwissenschaftliches und  
Medizinisches Institut an der  
Universität Tübingen  
Markwiesenstraße 55

17. April 2001  
3605Pl17 HO

D- 72770 Reitlingen

Meßelektrodenpaar, Biosensor mit einem solchen  
Meßelektrodenpaar und Verfahren zur Herstellung

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Meßelektrodenpaar, einen Biosensor mit zumindest einem derartigen Meßelektrodenpaar, eine elektrochemische Zelle mit einem derartigen Biosensor sowie ein Verfahren zur Herstellung des Meßelektrodenpaares.

Derartige Meßelektrodenpaare und Biosensoren sind aus dem Stand der Technik vielfach bekannt; siehe z.B. WO 99/07879, WO 00/62047 oder WO 00/62048 sowie die dort beschriebenen unterschiedlichsten Anwendungs- und Einsatzmöglichkeiten.

Die in diesen Druckschriften beschriebenen Biosensoren weisen Arrays von einzeln adressierbaren Meßelektrodenpaaren auf, von denen jedes zwei in einer Ebene parallel zueinander angeordnete Elektroden aufweist, die als ineinander verschränkte Finger, sog, interdigitierende Elektroden, oder als ineinander verschachtelte, konzentrische Kreisabschnitte ausgebildet sein können.

Die bekannten Biosensoren dienen z.B. zur Bestimmung von Konzentrationen von Biomolekülen, zur Ermittlung von physikochemischen Eigenschaften, zur Detektion von Immunreaktionen und dergl. Allgemein werden derartige Biosensoren in analytischen oder immunologischen Assays verwendet, wo sie zur Messung geringster Konzentrationen als amperometrische Sensoren eingesetzt werden. Die Meßelektroden können jedoch auch zur Elektrostimulation, zur elektrophoretischen Anreicherung oder Separation geladener Moleküle oder bspw. zur elektrochemischen Erfassung von Reaktionsabläufen eingesetzt werden.

Die erwähnten amperometrischen Sensoren detektieren Ströme, die von Oxidations- bzw. Reduktionsreaktionen an Molekülen in Lösung in der Nähe der Elektroden herrühren. Eine Selektivität für eine bestimmte Molekülspezies kann erreicht werden, weil bestimmte redoxaktive Moleküle bei einem bestimmten Potential reduziert bzw. oxidiert werden. Der gemessene Strom ist proportional zu der Konzentration der Moleküle in der Lösung.

Je nach Art der betreffenden Reaktion beträgt die übertragene Ladung pro Molekül eine oder wenige Elementarladungen, wobei durch sogenanntes *redox-recycling* die Sensitivität gesteigert werden kann. Zu diesem Zweck werden die Elektroden in sehr geringem Abstand zueinander angeordnet, so daß ein redoxaktives Molekül mit hoher Wahrscheinlichkeit zwischen der Anode für die Oxidationsreaktion und der Kathode für die Reduktionsreaktion hin und her diffundieren kann. Dabei nimmt das Molekül an der Kathode mehrfach Ladung auf (Reduktion) und gibt sie an der anderen Elektrode, der Anode wieder ab (Oxidation); siehe Niwa et al., *Electroanalysis* 3 (1991), 163-168.

Um das redox-recycling nutzen zu können, müssen die Abmaße und der Abstand der Elektroden zueinander möglichst gering sein, um eine schnelle Diffusion der Moleküle zwischen Anode und Kathode zu ermöglichen. Niwa et al., a.a.O., beschreiben in diesem Zusammenhang zwei unterschiedliche Elektrodenanordnungen, bei denen die Abstände zwischen Anode und Kathode sowie die Breiten von Anode und Kathode bis herunter auf  $1\mu\text{m}$  gehen und die Länge 2 mm beträgt. In einer Ausführungsform liegen bis zu 100 interdigitierende Finger in einer Ebene nebeneinander, während bei der anderen Ausführung Anode und Kathodenfinger vertikal durch eine Isolation beabstandet sind, so daß ein regelmäßig strukturiertes Array mit Mikrostreifen entsteht. Die Elektroden werden durch konventionelle Photolithographie- und Ätztechniken hergestellt.

Um die bei der vertikalen Anordnung nicht ausreichende Selektivität zu erhöhen, schlagen die Autoren eine weitere Verringerung der Abmaße oder den Einsatz selektiver Polymere vor.

Vor diesem Hintergrund liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Meßelektrodenpaar der eingangs genannten Art zu schaffen, das eine sehr hohe Sensitivität aufweist sowie einfach und preiswert herzustellen ist.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Meßelektrodenpaar mit einer ersten und einer zweiten, vorzugsweise jeweils flächigen Elektrode sowie einer zwischen den Elektroden angeordneten Isolationsschicht, bei dem in der zweiten Elektrode Nanoporen vorgesehen sind, die sich durch die Isolationsschicht bis zur ersten Elektrode erstrecken, deren Oberfläche in den Nanoporen zumindest teilweise freiliegt.

Die der Erfindung zugrunde liegende Aufgabe wird auf diese Weise vollkommen gelöst.

Der Erfinder der vorliegenden Anmeldung hat nämlich erkannt, daß es möglich ist, die Meßelektrodenpaare aus jeweils zwei vorzugsweise

flächigen Elektroden aufzubauen, die parallel angeordnet und durch eine Isolationsschicht zueinander beabstandet sind, sowie in der oberen Elektrode Nanoporen vorzusehen, die durch die Isolationsschicht bis hinunter zur unteren Elektrode reichen, die somit teilweise in die Nanoporen exponiert ist. Unter „Nanoporen“ werden im Rahmen der vorliegenden Erfindung Öffnungen oder Vertiefungen verstanden, die im Querschnitt nicht zwingend eine kreisförmige oder anderweitig regelmäßige Form aufweisen und eine lichte Weite im Bereich von 20 bis 500 nm, vorzugsweise von ca. 100 nm haben. Die Tiefe der Nanoporen wird im wesentlichen durch die Dicke der Isolationsschicht bestimmt, die 10 bis 200 nm, vorzugsweise ca. 50 nm beträgt.

Die Nanoporen müssen nicht regelmäßig angeordnet sein, sie können sowohl unregelmäßig als auch statistisch regelmäßig angeordnet sein. Die Zahl der Nanoporen pro Flächeneinheit, also ihre Dichte kann in großem Bereich variieren, solange gewährleistet ist, daß die löchrige obere Elektrode lateral noch leitfähig bleibt und benachbarte Nanoporen durch verbliebenes Material der Isolationsschicht voneinander getrennt sind.

Der Erfinder hat erkannt, daß es durch die Abkehr von den üblichen Fingerelektroden möglich ist, Meßelektrodenpaare insbesondere für Biosensoren zu schaffen, die eine sehr hohe Sensitivität und Selektivität aufweisen, da nicht nur der Abstand zwischen den Elektroden nahezu beliebig klein sein kann, sondern durch die große Zahl der möglichen Nanoporen pro Meßelektrodenpaar auch eine extrem hohe Anzahl von Molekülen im redox-recycling zum Meßstrom beiträgt. Durch den geringen Durchmesser der Nanoporen und die geringe Dicke der Isolationsschicht ergeben sich weiter sehr kurze Diffusionswege, so daß die Moleküle in einer Zeiteinheit sehr oft Ladung aufnehmen und wieder abgeben können, was ebenfalls zur Erhöhung der Sensitivität beiträgt.

Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist auch ein Biosensor zumindest mit einem derartigen Meßelektrodenpaar sowie eine elektrochemische Zelle mit einem derartigen Biosensor.

Der Biosensor kann eine Vielzahl der neuen Meßelektrodenpaare enthalten, die alle durch eigene Zuleitungen ausgelesen werden können. Die Abfrage der Meßelektrodenpaare erfolgt vorzugsweise über eine Potentiostatenschaltung, deren Referenz- und Gegenelektrode entweder in einer elektrochemischen Zelle, in der sich der Biosensor befindet und in die ein Elektrolyt mit zu vermessenden Molekülen gegeben wird, oder auf dem Biosensor selbst angeordnet sein können.

Die neuen Meßelektrodenpaare können grundsätzlich auf verschiedenen Wegen hergestellt, besonders bevorzugt ist es jedoch, wenn folgendes Verfahren angewendet wird, durch das die der Erfindung zugrunde liegende Aufgabe ebenfalls gelöst wird:

a) Aufbringen einer ersten, vorzugsweise flächigen Elektrode auf einem isolierenden Substrat, wobei die Elektrode vorzugsweise eine Schichtdicke von ca. 50 bis ca. 1000 nm, besonders vorzugsweise von ca. 100 bis 200 nm aufweist,

b) Aufbringen einer Isolationsschicht auf der ersten Elektrode,

c) Maskieren der Isolationsschicht mit einer Schattenmaske aus Nanopartikeln, die vorzugsweise einen Durchmesser von 20 bis 1000 nm, besonders vorzugsweise von ca. 100 nm aufweisen,

d) Aufbringen einer zweiten Elektrode auf der Isolationsschicht, wobei im Bereich der Nanopartikel kein Elektrodenmaterial abgelagert wird, wobei die Elektrode eine Schichtdicke im Bereich des Radius der Nanopartikel, vorzugsweise eine Schichtdicke von ca. 20 bis ca. 500 nm, besonders vorzugsweise von ca. 50 nm aufweist,

e) Entfernen der Nanopartikel, und

f) Ätzen der Isolationsschicht bis zur ersten Elektrode, wobei die zweite Elektrode als Ätzmaske dient.

Bei diesem Verfahren ist von Vorteil, daß es ohne Photolithographie oder Elektronenstrahlolithographie auskommt und sehr einfach und preiswert durchzuführen ist. Das neue Verfahren ermöglicht dabei einfach zu realisierende, extrem kleine Elektrodenabstände und eine entsprechend hohe Effizienz des redox-recycling, also eine hohe Sensitivität.

Bei dem neuen Verfahren wird also auf einem Substrat zunächst eine erste, flächige Elektrode aufgebracht, auf der dann eine Isolations-schicht aufgebracht wird. Auf der Isolationsschicht wird dann eine strukturierte Schattenmaske aus Nanopartikeln abgelagert, bevor die zweite, flächige Elektrode aufgebracht wird. Nach dem Entfernen der Nanopartikel bleibt eine nanostrukturierte obere Elektrode zurück, die dann als Ätzmaske verwendet wird, um die Isolationsschicht selektiv im Bereich der Öffnungen in der oberen Elektrode zu ätzen. Der Ätzprozeß kommt an der unteren Elektrode zum Stehen, so daß sich Nanoporen bilden, in die die untere Elektrode teilweise exponiert ist.

Die Nanopartikel werden vorzugsweise aus einer Lösung abgelagert, wo sie sich durch einen Selbstorganisationsprozeß regelmäßig, statistisch verteilt ablagern.

Ein Verfahren zur Herstellung von nanostrukturierten Elektroden für Messungen an immobilisierten Biomolekülen ist aus den Veröffentlichungen von Musil et al., J. Vac. Sci. Technol. 13 (1995), 2781 - 2786, sowie Padeste et al., J. Electrochem. Soc. 143 (1996), 3890 - 3895 bekannt.

Bei dem bekannten Verfahren werden Goldelektroden auf einem isolierenden Substrat abgelagert, das als Schattenmaske statistisch verteilte Nanopartikel enthält. Nach dem Entfernen der Nanopartikel bleibt eine Goldelektrode mit unregelmäßig angeordneten Löchern zurück, in denen das Substrat freiliegt. In den Löchern werden auf dem Substrat Analytmoleküle wie bspw. Antikörper immobilisiert, die auf diese Weise sehr nahe bei der Auslese-elektrode angeordnet werden

können. Beide Veröffentlichungen beschäftigen sich weder mit Meßelektrodenpaaren noch mit redox-recycling.

Vorteilhafte Ausgestaltungen des neuen Verfahrens sowie des neuen Meßelektrodenpaares, des Biosensors und der elektrochemischen Zelle finden sich in den abhängigen Ansprüchen.

Es versteht sich, daß die vorstehend erwähnten Merkmale nicht nur in der angegebenen Kombination sondern auch in Alleinstellung oder in anderer Kombination verwendbar sind, ohne den Rahmen der vorliegenden Erfindung zu verlassen.

Weitere Vorteile und Merkmale ergeben sich aus der Beschreibung und der beigefügten Zeichnung, in der:

Fig.1 eine elektrochemische Zelle zeigt, in der ein Biosensor mit einem Meßelektrodenpaar im Querschnitt und ausschnittsweise nicht maßstabsgetreu und mit übertrieben dargestellten Abmaßen dargestellt ist;

Fig.2 den Biosensor aus Fig.1 in der Draufsicht zeigt; und

Fig.3 eine Potentiostatenschaltung zur Auslesung der elektrochemischen Zelle aus Fig.1 zeigt.

Fig. 1 zeigt stark schematisiert im Querschnitt eine elektrochemische Zelle 10, in der ein Biosensor 11 angeordnet ist, mit dem Moleküle in einem Elektrolyten 12 vermessen werden, der sich in einem Aufnahmeraum 13 der Zelle 10 befindet. Außen an der Zelle 10 sind Anschlüsse 14 angeordnet, über die der Biosensor 11 elektrisch angeschlossen werden kann.

Der Biosensor 11, der in vergrößerter, nicht maßstabsgetreuer Darstellung gezeigt ist, weist ein isolierendes Substrat 15 auf, auf dem ein Meßelektrodenpaar 16 aus unterer, erster Elektrode 17 und oberer, zweiter Elektrode 18 angeordnet ist. Zwischen den Elektroden 17, 18 ist eine Isolationsschicht 19 angeordnet, die diese beabstan-



det hält. In der zweiten Elektrode 18 und der Isolationsschicht 19 sind Nanoporen 21 zu finden, die bis zur Oberfläche 22 der ersten Elektrode 17 reichen, die in den Nanoporen 22 freiliegt. Die Nanoporen sind regelmäßig statistisch verteilt.

Ein Verfahren zur Herstellung eines derartigen Meßelektrodenpaares 17, 18 umfaßt die folgenden Schritte:

Aufbringen einer ersten, vorzugsweise flächigen Elektrode 17 auf einem isolierenden Substrat 15 aus Glas, Silizium/Siliziumoxid oder einer Polymerschicht, durch Sputtern oder Aufdampfen von Gold, Platin, Palladium, Iridium oder Kohlenstoff, wobei die Elektrode 17 vorzugsweise eine Schichtdicke von ca. 100 bis 200 nm aufweist. Bei Elektroden aus Kohlenstoff ist ein weiterer Potentialbereich zugänglich als mit Metallelektroden, so daß sie bei bestimmten Anwendungen bevorzugt werden.

Aufbringen einer Isolationsschicht 19 durch Sputtern oder Aufdampfen von Siliziumoxid oder Aufspinnen einer dünnen Polymerschicht auf der ersten Elektrode 17. Die Schichtdicke beträgt vorzugsweise ca. 50 nm.

Als nächstes wird die Oberfläche der Isolationsschicht 19 vorbehandelt, um eine gleichmäßige Verteilung von Nanopartikeln auf der Oberfläche zu erreichen. Die Vorbehandlung hängt von der Art der Nanopartikel und dem Lösungsmittel ab, in dem sie auf die Oberfläche gebracht werden. Die Oberfläche kann z.B. hydrophob oder hydrophil gemacht werden, so daß sie besser benetzbar ist.

Maskieren der Isolationsschicht 19 mit einer Schattenmaske aus Nanopartikeln, die einen Durchmesser von ca. 100 nm aufweisen und in einer Lösung (Wasser, Ethanol, Toluol) vorliegen.

Aufbringen einer zweiten Elektrode 18 durch Sputtern oder Aufdampfen von Metall auf der Isolationsschicht 19, wobei im Bereich der Nanopartikel kein Elektrodenmaterial abgelagert wird. Die Elektrode 18

erhält eine Schichtdicke im Bereich des Radius der Nanopartikel, vorzugsweise von ca. 50 nm.

Entfernen der Nanopartikel, wozu die Elektrode 18 in einem Lösungsmittel mit Ultraschall beschallt wird, so daß sich die Nanopartikel (z.B. aus Latex) von der Oberfläche lösen.

Ätzen der Isolationsschicht 19 bis zur ersten Elektrode 17, wobei die zweite Elektrode 18 als Ätzmaske dient. Hier können Naßätzverfahren oder Trockenätzverfahren angewendet werden. Auf diese Weise werden die Nanoporen 21 erzeugt, in denen die Oberfläche 22 der ersten Elektrode 17 freiliegt.

Die Verfahren Sputtern, Aufdampfen und Ätzen sind dem Fachmann bekannt, hier wird auf die Fachliteratur verwiesen. Das Maskieren der Isolationsschicht 19 kann so erfolgen, wie dies bei Musil et. al., a.a.O., oder bei Padeste et al., a.a.O. beschrieben ist.

Fig. 2 zeigt den Biosensor 11 aus Fig.1 in einer nicht maßstabsgetreuen Draufsicht. Es ist zu erkennen, daß auf dem Substrat 15 weitere Elektroden 23, 24 vorhanden sind, die als Referenz- und Gegenelektrode für eine Potentiostatenschaltung dienen. Die weiteren Elektroden 23, 24 haben eine Fläche, die deutlich größer ist als die der zweiten Elektrode 18. Die Nanoporen 21 sind hier lediglich als Punkte auf der zweiten Elektrode 18 zu erkennen. Auf dem Substrat 15 sind ferner Zuleitungen 25, 26, 27, und 28 zu erkennen, die zu der ersten Elektrode 17, der zweiten Elektrode 18, und den weiteren Elektroden 23, bzw. 24 führen. Diese Zuleitungen werden mit den Anschlüssen 14 der Zelle 10 aus Fig.1 verbunden, wenn der Biosensor 11 in die Zelle 10 eingesetzt wird.

Fig.3 zeigt die Zelle 10 aus Fig.1 angeschlossen an eine Potentiostatenschaltung 31 zur Abfrage des Biosensors 11. Die Referenz- und die Gegenelektrode 23, 24 können statt auf dem Biosensor 11 auch in der Zelle 10 vorgesehen sein. Bezüglich der Funktion der Potentiostatenschaltung 31 wird auf die entsprechende, dem Fachmann zugängliche Literatur verwiesen.

### Patentansprüche

1. Meßelektrodenpaar mit einer ersten und einer zweiten, vorzugsweise jeweils flächigen Elektrode (17, 18) sowie einer zwischen den Elektroden (17, 18) angeordneten Isolationsschicht (19), bei dem in der zweiten Elektrode (18) Nanoporen (21) vorgesehen sind, die sich durch die Isolationsschicht (19) bis zur ersten Elektrode (17) erstrecken, deren Oberfläche (22) in den Nanoporen (21) zumindest teilweise freiliegt.

2. Meßelektrodenpaar nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Nanoporen (21) regelmäßig, vorzugsweise statistisch verteilt angeordnet sind.

3. Meßelektrodenpaar nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Nanoporen (21) eine lichte Weite von ca. 20 bis ca. 500 nm, vorzugsweise von ca. 100 nm haben.

4. Meßelektrodenpaar nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Isolationsschicht (19) eine Dicke von ca. 10 bis ca. 200 nm, vorzugsweise von ca. 50 nm hat.

5. Meßelektrodenpaar nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (17, 18) einen Durchmesser von ca. 1  $\mu\text{m}$  bis ca. 10 mm, vorzugsweise von ca. 10  $\mu\text{m}$  haben.

6. Meßelektrodenpaar nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß es auf einem isolierenden Substrat (15) aufge-

bracht ist, das vorzugsweise Glas, Silizium/Siliziumoxid oder ein Polymer umfaßt.

7. Meßelektrodenpaar nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (17, 18) Metall, vorzugsweise Gold, Platin, Palladium, Iridium oder Kohlenstoff bzw. eine Kohlenstoffverbindung enthalten.

8. Meßelektrodenpaar nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Isolationsschicht (19) eine Siliziumverbindung oder eine Polymerschicht aufweist.

9. Meßelektrodenpaar nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Nanoporen (21) einen Anteil an der Oberfläche (22) der ersten Elektrode (17) von mindestens ca. 5%, vorzugsweise mehr als 60% ausmachen.

10. Biosensor mit zumindest einem Meßelektrodenpaar (16) nach einem der Ansprüche 1 bis 9.

11. Biosensor nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß das zumindest eine Meßelektrodenpaar (16) auf einem Substrat (15) angeordnet ist.

12. Biosensor nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß auf dem Substrat (15) zumindest eine weitere Elektrode (23, 24) vorgesehen ist, die als Referenz- oder Gegenelektrode dient.

13. Biosensor nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die weitere Elektrode (23, 24) eine Fläche aufweist, die größer, vorzugsweise mindestens 10 fach größer ist als die Fläche der zweiten Elektrode (18).

14. Biosensor nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß er als Chip mit Zuleitungen (25, 26) für die Elektroden (17, 18) ausgebildet ist.

15. Elektrochemische Zelle mit einem Biosensor (11) nach einem der Ansprüche 10 bis 14.

16. Elektrochemische Zelle nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß sie einen Aufnahmeraum ((13) für einen Elektrolyten (12) aufweist, in dem mit dem Biosensor (11) zu erfassende Moleküle vorhanden sind.

17. Elektrochemische Zelle nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, daß sie Anschlüsse (14) für eine Ausleseschaltung, vorzugsweise eine Potentiostatenschaltung (31) aufweist.

18. Verfahren zur Herstellung eines Meßelektrodenpaares (16) aus einem der Ansprüche 1 bis 9, mit den Schritten:

a) Aufbringen einer ersten, vorzugsweise flächigen Elektrode (17) auf einem isolierenden Substrat (15), wobei die Elektrode (17) vorzugsweise eine Schichtdicke von ca. 50 bis ca. 1000 nm, besonders vorzugsweise von ca. 100 bis 200 nm aufweist,

b) Aufbringen einer Isolationsschicht (19) auf der ersten Elektrode (17),

c) Maskieren der Isolationsschicht (19) mit einer Schattenmaske aus Nanopartikeln, die vorzugsweise einen Durchmesser von 20 bis 1000 nm, besonders vorzugsweise von ca. 100 nm aufweisen,

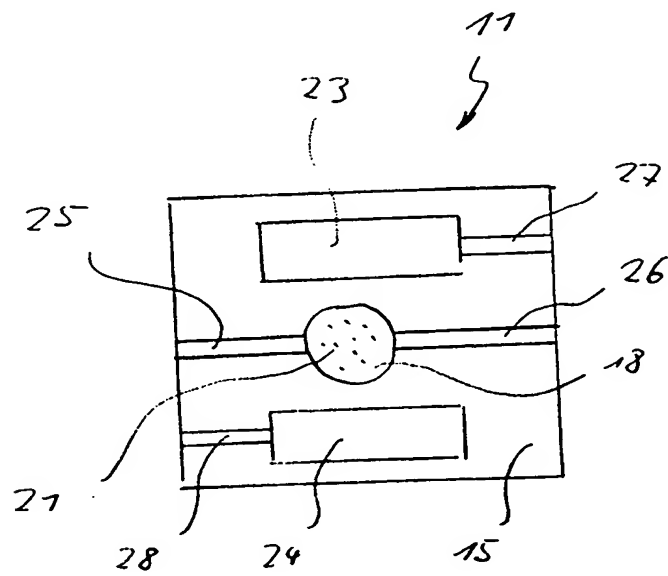
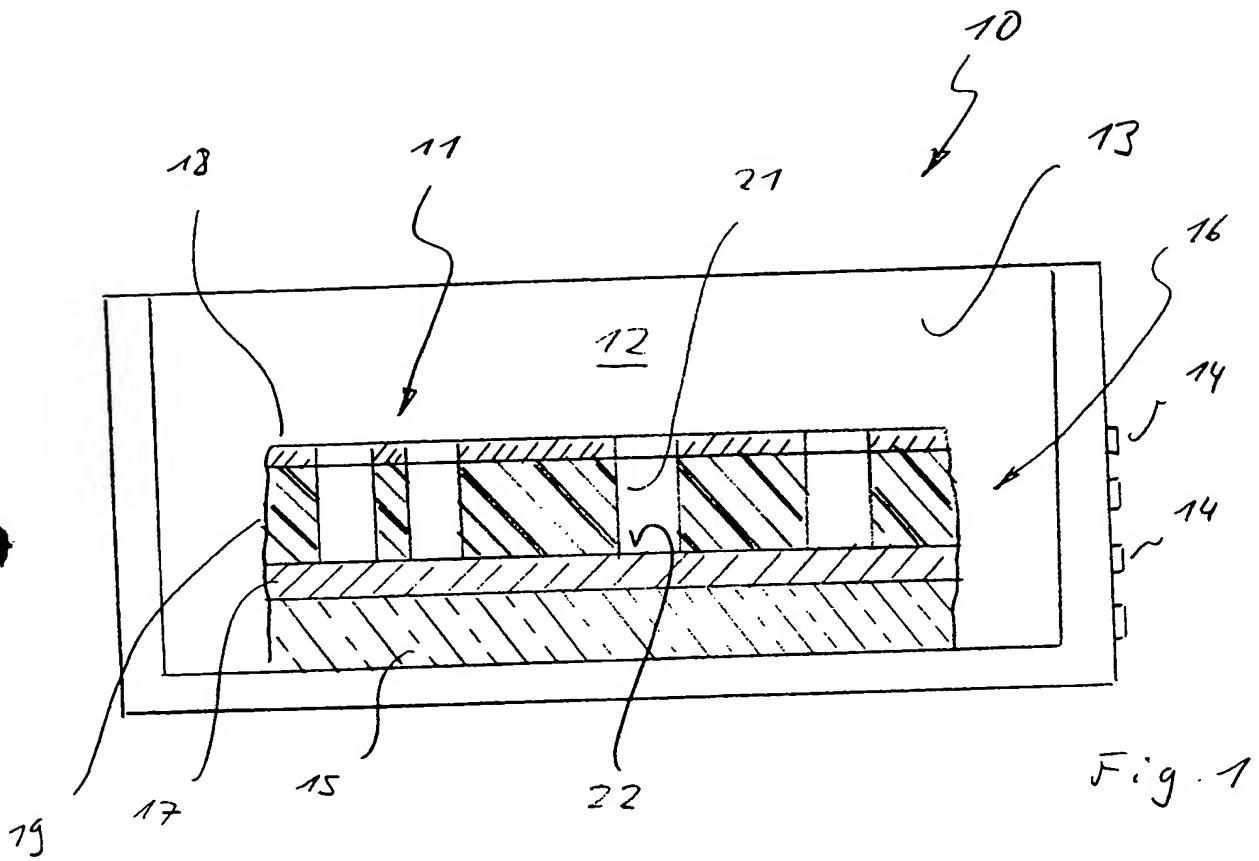
d) Aufbringen einer zweiten Elektrode (18) auf der Isolationsschicht (19), wobei im Bereich der Nanopartikel kein Elektrodenmaterial abgelagert wird, wobei die Elektrode (18) eine Schichtdicke im Bereich des Radius der Nanopartikel, vorzugsweise eine Schichtdicke von ca. 20 bis ca. 500 nm, besonders vorzugsweise von ca. 50 nm aufweist,

e) Entfernen der Nanopartikel, und

f) Ätzen der Isolationsschicht (19) bis zur ersten Elektrode (17), wobei die zweite Elektrode (18) als Ätzmaske dient.

19. Verfahren nach Anspruch 18, bei dem vor Schritt c) die Oberfläche der Isolationsschicht (19) vorbehandelt wird, um eine gleichmäßige Verteilung der Nanopartikel auf der Oberfläche zu erreichen.

112



3605P117

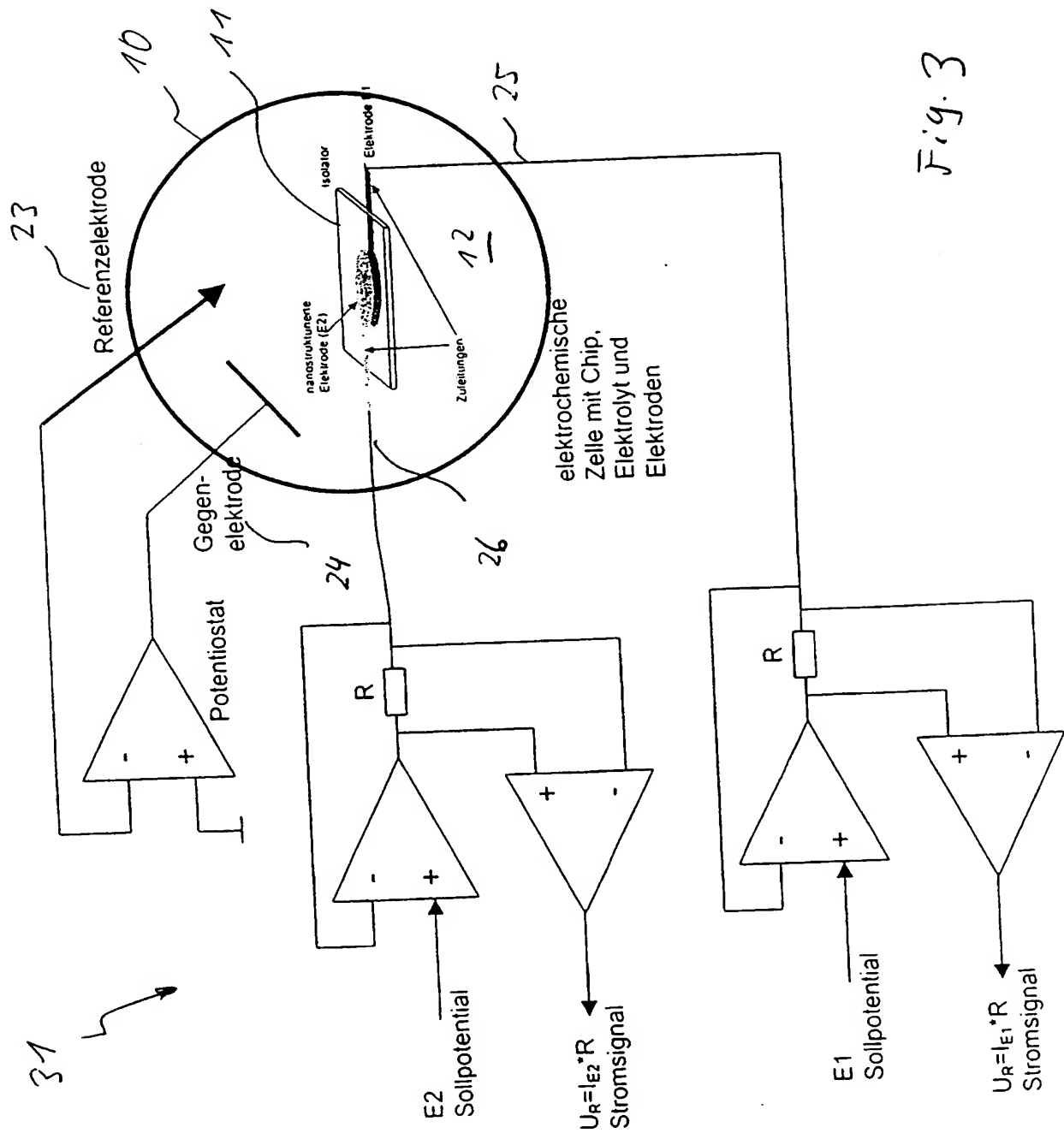


Fig. 3